

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

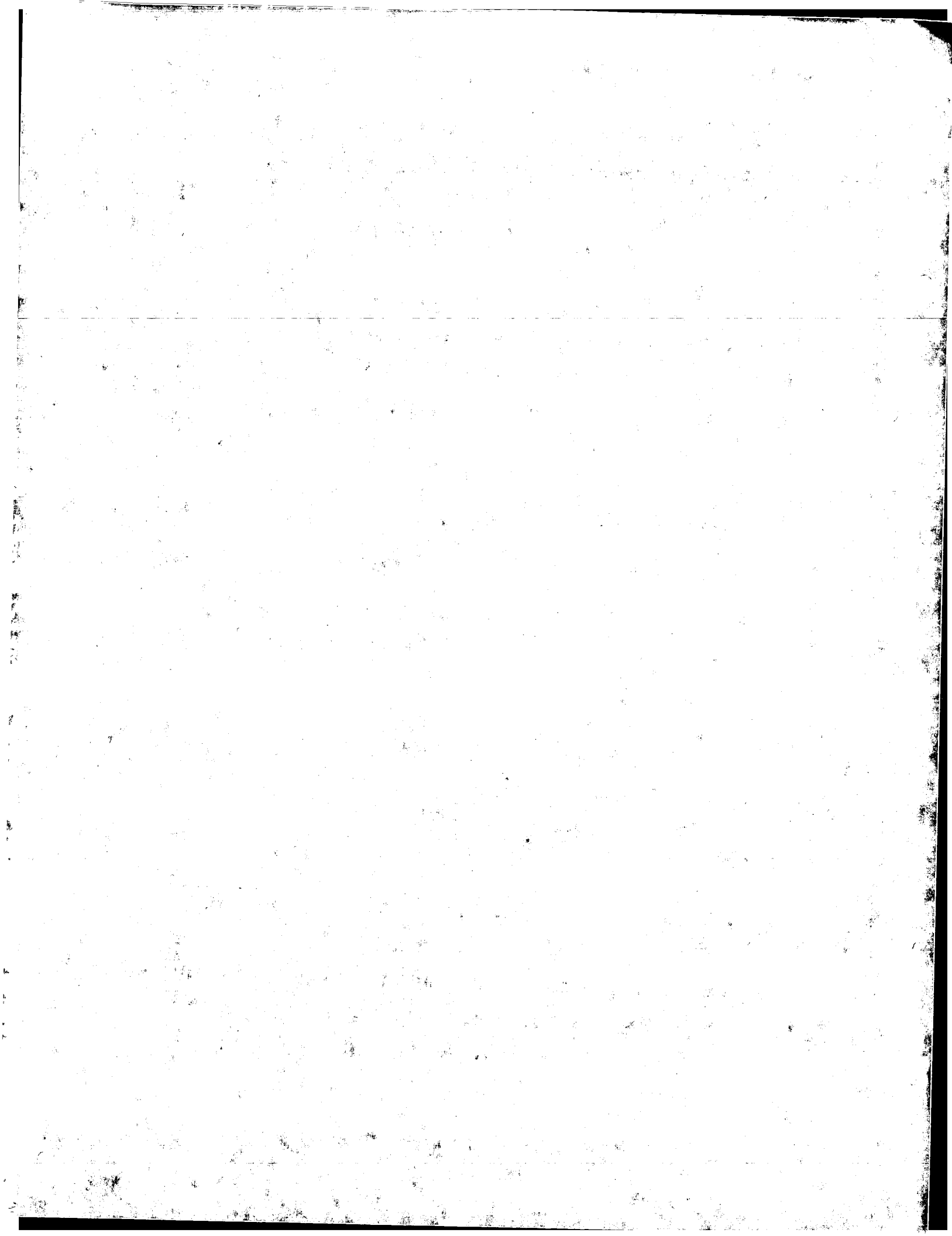
Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problem Mailbox.**



(19)



Europäisches Patentamt

European Patent Office

Office européen des brevets



(11)

EP 0 858 773 A2

(12)

## EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(43) Veröffentlichungstag:

19.08.1998 Patentblatt 1998/34

(51) Int. Cl.<sup>6</sup>: A61B 6/14

(21) Anmeldenummer: 98102209.8

(22) Anmeldetag: 09.02.1998

(84) Benannte Vertragsstaaten:

AT BE CH DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU MC  
NL PT SE

Benannte Erstreckungsstaaten:

AL LT LV MK RO SI

(30) Priorität: 17.02.1997 DE 19706102

(71) Anmelder:

Sirona Dental Systems GmbH & Co.KG  
64625 Bensheim (DE)

(72) Erfinder:

- Zeller, Uwe, Dipl.-Ing. (FH)  
61267 Neu-Anspach (DE)

- Günther, Werner, Ing.grad.  
64625 Bensheim (DE)

- Schulze-Ganzlin, Ulrich, Dipl.-Ing.  
64653 Lorsch (DE)

- Döbert, Michael  
64653 Lorsch (DE)

(74) Vertreter:

Isenbruck, Günter, Dr. et al  
Patent- und Rechtsanwälte Bardehle-  
Pagenberg-Dost-Altenburg-Frohwitter-Geissler  
& Partner  
Theodor-Heuss-Anlage 12  
68165 Mannheim (DE)

(54) Verfahren und Vorrichtung zur Erstellung von Röntgenaufnahmen von Körperteilen eines Menschen

(57) Es werden ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Erstellung von Röntgen-Schichtaufnahmen vom Kiefer oder Schädel eines Patienten vorgeschlagen, bei dem eine Detektoranordnung (8) mit mindestens einem Detektor (18,18') vorgesehen ist. Die strahlungsempfindliche Fläche des mindestens einen Detektors (18, 18') beträgt eine Teilfläche der zur Objektaufnahme erforderlichen Detektorfläche. Die Bildaufnahme erfolgt in mehreren, zeitlich getrennten Abschnitten, indem nach einer ersten Teilaufnahme die Detektoranordnung in der Folge entlang der Längsachse und/oder der Querachse der Detektorfläche verschoben wird und dabei gleichzeitig synchron dazu die Blendenöffnung (16, 16') der Primärblende (15) entsprechend angepaßt wird.

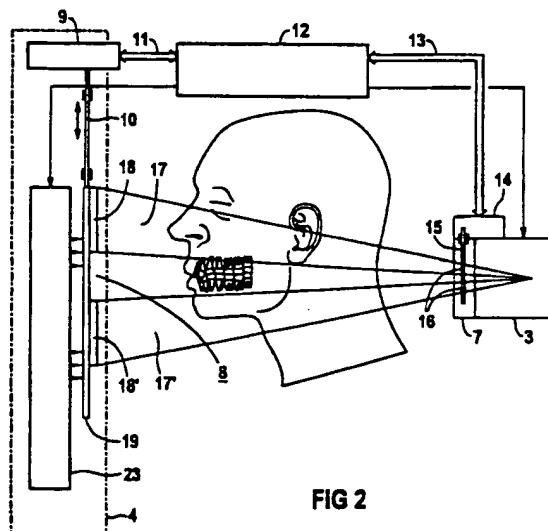


FIG 2

## Beschreibung

Die Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Erstellung von Röntgenaufnahmen von Körperteilen eines Menschen, insbesondere von Röntgen-Schichtaufnahmen vom Kiefer oder Schädel eines Patienten, bei dem ein von einer Strahlenquelle erzeugtes und durch eine Blendenöffnung einer Primärblende begrenztes Strahlenbündel nach Durchdringung des Aufnahmeobjektes auf eine Detektoranordnung trifft, die mindestens einen röntgenbilderfassenden Detektor aufweist.

In der zahnärztlichen Röntgentechnik werden Verfahren und Vorrichtungen angewendet, mit denen es möglich ist, Schichtaufnahmen von einem Menschen, insbesondere vom Bereich des Kiefers, zu erstellen. Eine besondere Anwendung liegt in der Erstellung von Schichtaufnahmen, deren Schichtverlauf senkrecht zum Kieferbogen verläuft. Solche Schichtaufnahmen werden auch Transversalschnitte genannt. Im Vergleich zu den sonst üblichen Panorama-Schichtaufnahmen weisen solche Transversalschnitte einen besonders kleinen Tiefenschärfenbereich auf. In der EP-0 229 971 wird eine Vorrichtung, mit der solche Schichtaufnahmen auf einem Röntgenfilm möglich sind, aufgezeigt.

In der EP-0 632 994 wird eine Vorrichtung zur Erstellung von Röntgenaufnahmen auf digitalem Weg beschrieben. Hierzu ist eine Zeilendetektorkamera mit einem Detektor vorgesehen, der als ein- oder mehrteiliger CCD-Sensor ausgeführt ist. Die Abmessungen der Detektoranordnung betragen, unabhängig davon, ob ein ein- oder mehrteiliger Sensor verwendet wird, typischerweise 135 bis 180 mm in der Bildhöhe und ca. 6 mm in der Bildbreite. Diese Maße berücksichtigen einerseits die für eine gute Diagnose notwendige Bilderfassungsgröße, andererseits eine ausreichende Tiefenschärfe bei Betrachtung der einzelnen Schichten. In der Praxis hat sich gezeigt, daß das Blenden- und Detektorsystem so abgestimmt sein muß, daß der nutzbare Strahlenfächer für transversale Schichten, also für die obengenannten Transversalschnitte, eine Breite von mindestens 20 mm in Detektorebene aufweisen muß, um einen Tiefenschärfenbereich von ca. 1 bis 3 mm erzielen zu können. Eine Detektoranordnung in der vorgenannten Größenordnung ist mit der heutigen Technologie vergleichsweise teuer.

Ziel der vorliegenden Erfindung ist es, ein Verfahren und eine Vorrichtung zu schaffen, mit der es möglich ist, die eingangs erwähnten Schichtaufnahmen mit einer kleineren, kostengünstigeren Detektorfläche erstellen zu können.

Dadurch, daß erfindungsgemäß die Aufnahme-prozedur in mehreren, zeitlich getrennten Abschnitten erfolgt, zu denen der Detektor bzw. eine aus mehreren Detektoren bestehende Detektoranordnung in verschiedenen Positionen angeordnet wird, kann ein sehr viel kleinerer und damit kostengünstiger Detektor eingesetzt werden. Besonders wirtschaftlich ist es, wenn der

verwendete Detektor die Abmessung des Detektors eines sog. Intraoral-Sensors aufweist, wie er heute für Intraoral-Aufnahmen verwendet wird, oder wenn ein kompletter solcher Intraoral-Sensor dafür eingesetzt wird. Derartige Sensoren haben typischerweise Abmessungen von etwa 30 x 20 mm. Mit der zuletzt genannten Variante läßt sich der an sich für Intraoral-Aufnahmen bereits eingesetzte Sensor auch für extra-orale Aufnahmen verwenden (dual use).

Wenn mehrere Transversal-Schichtaufnahmen erstellt werden sollen, kann es vorteilhaft sein, die Teilaufnahmen nicht nur in der Vorlaufphase sondern auch in der Rücklaufphase der die Röntgenstrahlenquelle und die Detektoranordnung tragenden Dreheinheit durchzuführen. Der gesamte Aufnahmeablauf läßt sich so wesentlich beschleunigen. Unter diesem Aspekt kann es auch vorteilhaft sein, eine Detektorverschiebung erst dann vorzunehmen, wenn alle Transversal-Schichtaufnahmen für eine Position, also für eine Teilaufnahmeposition der Detektoranordnung durchgeführt worden sind.

Vorteilhaft kann es auch sein, mehrere Detektoren vorzusehen und diese beabstandet anzuordnen. Eine solche Anordnung mit mehreren Detektoren ist immer noch kostengünstiger als eine Detektoranordnung in der eingangs genannten Bilderfassungsgröße.

Anhand der Zeichnung werden mehrere Ausführungsbeispiele der Erfindung näher beschrieben. Es zeigen:

Figur 1 ein zahnärztliches Röntgendiagnostikgerät mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung in einer Seitenansicht,

Figur 2 eine Prinzipskizze zur Erläuterung der mechanischen Zusammenhänge der Vorrichtung,

Figur 3 eine Ausführungsform einer Detektoranordnung,

Figuren 4 und 5 zwei Versionen einer Detektoranordnung,

Figur 6 eine Prinzipskizze zur Erläuterung von Transversalschnitten,

Figur 7 ein Blockschaltbild,

Figur 8 eine weitere Ausführung einer Detektoranordnung.

Figuren 9 und 10 eine weitere Version einer Detektoranordnung.

Die Figur 1 zeigt in einer Prinzipdarstellung ein zahnärztliches Röntgendiagnostikgerät zur Erstellung von Panorama-Schichtaufnahmen, welches gemäß der Erfindung auch zur Darstellung von Transversalschnitt-

ten eingesetzt werden kann. Das Gerät enthält eine in der Höhe verstellbare Tragsäule 1, an der eine Dreheinheit 2 gehalten ist, die Träger einerseits einer Röntgenstrahlenquelle 3 und andererseits diametral dazu einer Röntgen-Detektorkamera 4 ist. Mit 5 ist eine Kopfhalt- und Positioniereinrichtung bezeichnet, mit der in bekannter Weise der Patientenkopf in einer definierten Position fixiert werden kann. Aufbau sowie Verstellmöglichkeiten der Dreheinheit und der Kopfhalt- und Positioniereinrichtung sind bekannt und beispielsweise in der eingangs genannten EP-0 632 994 beschrieben. Die Zeilenkamera 4 besteht aus einem länglichen Gehäuse mit einem nicht näher bezeichneten Schlitz an der der Strahlenquelle zugewandten Seite. Hinter dem Schlitz befindet sich im Innern der Kamera eine Detektoranordnung 8 mit einem oder mehreren strahlenempfindlichen Detektoren, z.B. in Form von CCD-Sensoren. Aufbau und Anordnung werden später noch näher erläutert. Die Detektoranordnung 8 ist innerhalb der Zeilendetektorkamera in Richtung ihrer Längsachse in Richtung des Pfeiles 6 verstellbar gehalten. Im folgenden wird von einer Detektoranordnung mit zwei aktiven Detektorelementen ausgegangen. Diese Anordnung stellt nur eine von mehreren denkbaren, im Rahmen der Erfindung liegenden Ausführungsformen dar. Synchron dazu ist auch ein mit 7 bezeichnetes Blendensystem, welches die Primärblende beinhaltet, verstellbar gehalten. Die elektromechanische Verbindung der Zeilendetektorkamera 4 mit dem Blendensystem 7 wird anhand der Figur 2 näher erläutert.

Die im Innern angeordneten, später noch näher erläuterten Detektorelemente können mittels einer geeigneten Verstelleinrichtung, hier mittels eines Schrittmotors 9 und einer Spindel 10, entlang der Detektorhauptachse verstellt werden. Der Schrittmotor 9 kommuniziert über eine (serielle) Schnittstelle 11 mit einer Steuerelektronik 12 der Gerätesteuerung des Röntgengerätes. Die Steuerelektronik 12 gibt über eine weitere Schnittstelle 13 Steuerbefehle an einen an der Röntgenstrahlenquelle 3 angeordneten Stellantrieb 14. Mit diesem Stellantrieb erfolgt die synchrone Verstellung einer Primärblende 15 des Blendensystems 7. Die Primärblende 15 enthält zwei beabstandet angeordnete Blendenöffnungen 16. Die von der Strahlenquelle 3 erzeugten Röntgenstrahlen werden so in zwei Strahlenbündel 17, 17' unterteilt, die so fokussiert sind, daß sie exakt auf zwei im Innern der Zeilendetektorkamera 4 angeordnete Detektoren 18, 18' treffen. Die beiden Detektoren 18, 18' sind auf einem Träger 19 angeordnet, der, wie beschrieben, mittels der Verstelleinrichtung 9, 10 in der angegebenen Pfeilrichtung verstellbar ist.

Die Figur 3 zeigt die Detektoranordnung in einer Frontansicht. Der Träger 19, auf dem die beiden Detektoren 18, 18' 9 befestigt sind, ist in einem Rahmen 20 verschiebbar gehalten. Mit 21 bzw. 21' sind die Austakregister der Detektoren bezeichnet, die, wie aus der Koordinatenbezeichnung rechts im Bild ersichtlich, als Horizontalregister ausgebildet sind, d.h. die TDI-Rich-

tung (TDI steht für Time Delay and Integration und ist eine CCD-spezifische Technologie) verläuft quer zur Verschieberichtung. Mit 22, 22' sind zweite Ausleseregister bezeichnet, die gemäß einer vorteilhaften Variante dann vorgesehen werden müssen, wenn man das Austakten in der entgegengesetzten Richtung ausführen will, wenn man also Teilaufnahmen während der Rücklaufphase der Dreheinheit machen will.

Mit 23 in Figur 2 ist die Ansteuerelektronik für die beiden Detektoren 18, 18' bezeichnet.

Figur 4 zeigt einen einzelnen Detektor 18 mit den bei Intraoral-Sensoren üblichen Abmessungen. Solche Sensoren haben typischerweise eine Höhe (h) von 30 mm und eine Breite (b) von 20 mm. Die von Strahlung ausgeleuchtete Sensorfläche ist mit  $A_i$  bezeichnet und beträgt in der Höhe (h') 26 mm und in der Breite (b') 18 mm.

Die Figur 5 zeigt eine Detektoranordnung mit mehreren Detektoren. Die zur Objektaufnahme erforderliche Detektorfläche (Ages.) ist in n-Flächen unterteilt, wobei die Teilfläche A dem n-ten Teil der gesamten Detektorfläche (Ages.) entspricht. Jede Teilfläche setzt sich aus m-Sensorflächen ( $A_i$ ) zusammen, wobei m die Anzahl der verwendeten Detektoren repräsentiert. Im Anwendungsbeispiel sind zwei Detektoren 18, 18' vorgesehen. Die aus dieser Anordnung resultierende ausgeleuchtete Teilfläche A beträgt  $2 \times A_i$ . In Relation dazu ist die gesamte, für die Aufnahme eines Objekts erforderliche Detektorfläche mit Ages. bezeichnet. Es sei hier angenommen, daß diese Gesamtfläche (Ages.)  $H \times B = 100 \text{ mm} \times 20 \text{ mm}$  betragen soll. Die beiden Detektoren 18, 18' sind im Abstand (a) voneinander am Träger 19 befestigt, wobei der Abstand a so bemessen ist, daß sich die ausgeleuchteten Teilflächen zu einem kompletten Bild ergänzen, ohne daß eine Beeinträchtigung an den Bildübergangsstellen erkennbar ist. In der beispielsweise vorgeschlagenen Anordnung werden Detektor und Strahlenfächer jeweils um ca. 25 mm in Pfeilrichtung, d.h. entlang der Längsachse der Detektoren verschoben. Um die angegebene Gesamthöhe von etwa 100 mm zu erzielen, sind demnach zwei Aufnahmephasen notwendig, eine erste in der gezeigten Grundstellung und eine zweite, bei der die beiden Detektoren um ca. 25 mm in Pfeilrichtung verschoben sind.

Alternativ kann auch eine Anordnung mit nur einem Detektor vorgesehen werden.

Um die Anzahl der Aufnahmephasen zu reduzieren, ist es alternativ auch möglich, die Lücken, welche durch die mit Abstand a beabstandeten Detektoren entstanden sind, durch zusätzliche Detektoren teilweise oder vollständig zu schließen. Es wird dabei davon ausgegangen, daß ein bloßes Aneinanderfügen der Detektoren in der vorgegebenen Bilddetektorebene nicht ohne bildqualitätseinschränkende Einflüsse realisierbar ist, da an den Stoßstellen inaktive Strukturen entstehen, die nicht zur Bilderfassung beitragen. Um diese Nachteile zu vermeiden, wird vorgeschlagen, die Lücke durch Detektoren zu schließen und diese in einer zwei-

ten, strahlerentfernteren Bilddetektorebene anzuordnen. Die Figuren 9 und 10 zeigen eine solche Anordnung. Die Detektoren sind hier überlappend angeordnet, so daß ein größerer Teil oder die gesamte Zeile in einer Aufnahme phase ausgeleuchtet werden kann.

Der Vorteil dieser Anordnung ist eine Reduzierung der Aufnahmephasenanzahl und der Verzicht auf eine aufwendige Blendensteuerung, da keine Teilbereiche ausgeblendet werden müssen. Da die Kosten pro aktive Detektorfläche überproportional mit denen der Detektorfläche ansteigen, kann der Einsatz weiterer, kleiner Detektoren eine wirtschaftliche Lösung sein.

Eventuell durch in der ersten Ebene angeordnete Detektoren hervorgerufene Verschattungen können, sofern diese durch inaktive Detektorstrukturen hervorgerufen werden, mit üblichen Mitteln der Bildverarbeitung, wie z.B. der Gain- und Blemish-Korrektur, korrigiert werden.

Neben anderen Parametern ist durch die Lage der Bilddetektorebenen die aufzulösende Schicht definiert. Werden, wie beschrieben, zwei oder sogar noch weitere, unterschiedliche Detektorebenen zur Erfassung einer Schicht benutzt, so kann dies negativ die gewünschte Schichtauflösung beeinflussen. In der Praxis hat es sich gezeigt, daß ein Versatz von bis zu 3 mm keine kompensierenden Maßnahmen erforderlich macht. Zur Kompensation können die Ladungen mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten im Detektor bewegt werden. Im Falle der TDI-Technologie werden die Ladungen in den Detektoren der zweiten Ebene mit einer höheren TDI-Taktrate schneller bewegt, als die Ladung in jenen Detektoren, die näher zum Strahler angeordnet sind. Analog dazu kann diese Kompensation auch im "full frame mode" erfolgen.

In diesem Falle sind vier Aufnahmephasen mit viermaliger Verschiebung des Detektors um jeweils ca. 25 mm erforderlich.

Anhand der Figur 6 wird der Ablauf zur Erzielung von Transversalschichtaufnahmen näher erläutert. Es wird dabei davon ausgegangen, daß vier Transversalschnitte in den vier angegebenen Schichtebenen 1, 2, 3 und 4 aufgenommen werden sollen.

Die Bedienperson wählt zunächst die Aufnahme parameter (untersuchter Bereich, Anzahl, Qualität und Größe der Transversalschnitte sowie Dosis). Diese Parameter können am Röntgengerät oder an einem angeschlossenen PC durch Auswahl vordefinierter Programme oder auch durch manuelles Zusammenstellen der Parameter erfolgen. Nach Positionierung des Patienten in der Kopfhalte- und Positioniereinrichtung 5 (Fig. 1) wird der Aufnahmeablauf gestartet. Das Gerät justiert sich zunächst durch Anfahren von Referenzpunkten und positioniert sich anschließend in einer Startposition für die nachfolgende Aufnahmeserie. Die Anzahl der Einzelaufnahmen ergibt sich durch die Anzahl der Transversal-Schichtaufnahmen und die Anzahl der Aufnahmephasen. Im Ausführungsbeispiel

nach Figur 6 sei angenommen, daß von dem aufgezzeichneten Kiefebogen 23 zunächst vier verschiedene Schichtaufnahmen S1 bis S4 vom linken Kiefergelenk und danach vier weitere Schichtaufnahmen S1' bis S4' von einem weiteren Kieferabschnitt erstellt werden sollen. Die Dreheinheit 2 wird zunächst in die Position P1 gefahren, von der aus von der Strahlenquelle Strahlen auf den gewünschten Abbildungsbereich abgegeben werden können, der beispielsweise den eingezeichneten Winkel  $\alpha$  umfassen soll. Die Schichtaufnahme S1 wird erstellt, indem beginnend von einer Ausgangsposition über den Winkel  $\alpha$  gestrahlt wird. Nachdem die Aufnahme für die Schichtlage S1 erstellt ist, wird die Strahlenquelle abgeschaltet und die Dreheinheit um den Schwenkwinkel  $\alpha$  wieder zurück in die Ausgangsposition gefahren. Danach werden in der Folge die Schichtlagen S2, S3 und S4 erstellt. Andere Schichtlagen für weitere Objektausschnitte können analog erstellt werden, beispielsweise wie dargestellt, von der Position P2 aus. Der kinematische Bewegungsablauf der die Strahlenquelle und Zeilendetektorkamera aufnehmenden Dreheinheit ist an sich bekannt, ebenso die dazu erforderliche Ansteuerung der Detektoren nach dem TDI-Verfahren, um die gewünschte Schichtung zu erhalten.

Bei der zuletzt beschriebenen Aufnahme prozedur wird die eigentliche Aufnahme mit Strahlung während des Vorlaufs der Dreheinheit durchgeführt. In der Rücklaufphase ist die Strahlung abgeschaltet oder sie wird durch eine Blendenverstellung unwirksam gemacht.

Um die vier Schichten im Ausführungsbeispiel erfassen zu können, gibt es mehrere Möglichkeiten. Die eine besteht darin, zunächst eine Schicht komplett zu erstellen, d.h. bei einer Detektoranordnung mit zwei Detektoren zunächst zwei Aufnahmesequenzen mit Detektorverschiebung durchzuführen und entsprechend danach die weiteren Schichten S2, S3 und S4 aufzunehmen.

Alternativ dazu besteht die Möglichkeit, in einer Detektorposition alle vier Schichten aufzunehmen, danach die Detektoranordnung zu verschieben und anschließend wiederum alle vier Schichten in der zweiten Detektoranordnung aufzunehmen. Diese Version hat den Vorteil, daß weniger Bewegungsvorgänge notwendig sind, die unter Umständen den gesamten Ablauf beschleunigen.

Wie eingangs bereits angesprochen, kann es vorteilhaft sein, während des Rücklaufes der Dreheinheit Schichtaufnahmen durchzuführen. Dazu ist es notwendig, die Detektoren mit einem zweiten Ausleseregister (Pos. 22, 22' in Fig. 3) auszustatten, um den TDI-Prozeß auch in der entgegengesetzten Richtung ausführen zu können.

Die Figur 7 zeigt ein Blockschaltbild der erfindungsgemäßen Vorrichtung und verdeutlicht die Beziehung zwischen den einzelnen Komponenten. Die Gerätesteuerung 12 erzeugt Steuersignale für die Detektoranordnung 8, das Blendensystem 7 und Röntgenquelle 3

und koordiniert für jede Teilbildsequenz den Ablauf bzw. die Bewegung der Detektoranordnung 8 und des Strahlers 3 entsprechend der vorbestimmten Bahn bei einer Aufnahme. Die während der Sequenz erfaßten Bilddaten werden in einen Zwischenspeicher 25 abgelegt. Wie durch die Pfeilangaben erkennbar, steuert die Gerätesteuerungselektronik 12 nicht nur den Strahler 3, das Blendensystem 7 und die Detektoranordnung 8, sondern liefert gleichsam aufnahmebezogene Strahlungs-, Positions- und Bahndaten an eine Software 26. Diese verarbeitet auch die in dem Zwischenspeicher 25 abgelegten Bilddaten der Teilbilder, die mit den Detektoren gewonnen worden sind, zu einem 'Rohbild'. Dieses 'Rohbild' wird anschließend in einer weiteren Software 27 zu einem Röntgenbild verarbeitet, welches danach in einer Datenbank 28 abgelegt wird. Von dort aus kann es beispielsweise über einen PC 29 abgerufen und auf einem Monitor 30 dargestellt werden. Vom PC 29 können vorteilhafterweise durch die für eine Aufnahme notwendigen Parameter aus der Software 27 generiert werden, die von dort aus an die Gerätesteuerung weitergeleitet werden.

Die zur Erzeugung der Schichtbilder notwendige Summation bzw. Integration kann - wie aufgezeigt - mit Hilfe der CCD, die im sog. TDI-Modus beschrieben werden, erfolgen. Hierbei entsteht das Bild während der Datenerfassung durch eine 'analoge' Summation innerhalb der aktiven CCD-Fläche.

Die Bilderfassung ist alternativ auch ohne TDI-Verfahren auch möglich, indem für jedes Bewegungsinkrement entsprechend der notwendigen Sensorbewegung ein Abbild der kompletten Sensorfläche erfaßt und gespeichert wird. Für diesen Betriebsmodus wird üblicherweise der Begriff 'full, frame mode' oder 'area mode' verwendet. Statt CCD-Technologie kann bei dieser Alternative auch auf eine kostengünstigere Technologie (z.B. CMOS-Technik) zurückgegriffen werden. Die zur Entstehung einer scharfen Schicht notwendige Summation von Bildpunkten erfolgt in diesem Falle nach der Datenerfassung in einer entsprechend ausgelegten Recheneinheit.

Die bei jeder Aufnahme erzeugten Signale eines Teilbildes werden nach Zwischenspeicherung von einer Signalverarbeitungssoftware zu einem Schichtbild verarbeitet. Jede Transversalaufnahme wird also aus den zugehörigen Aufnahmen von einem Rechner zusammengesetzt, bearbeitet und abgespeichert und sodann auf einem Bildschirm dargestellt. Beim Zusammensetzen sind dem Rechner die geometrischen Positionen während der Aufnahmesequenzen und auch die Abmessungen des Detektors bekannt.

Wie eingangs erwähnt, sollte die Detektorbreite mind. 20 mm aufweisen, um Mindest-Anforderungen an die Tiefenschärfe der aufzulösenden Transversalschicht zu erfüllen. Durch Querverschieben der vorgenannten Detektorstrukturen und durch Wiederholung der beschriebenen Aufnahme-prozeduren kann die wirk-same Detektorbreite vergrößert und somit die Tiefen-

schärfe der Transversalschicht verbessert werden.

Mit jeder Querverschiebung entsteht ein weiterer Aufnahmesatz. Diese Aufnahmesätze können, wie beschrieben, mit dem "analogen" TDI-Verfahren oder "digitale" Summation erstellt werden. Um die Querverschiebung mit zu berücksichtigen, müssen diese Aufnahmesätze ebenfalls aufsummiert werden. Zur Summation der digitalisierten Aufnahmesätze ist verständlicherweise nur das "digitale" Verfahren sinnvoll anwendbar.

Wie bereits erwähnt, erfolgt die Primärblendeneinstellung synchron zu der Verstellung der Detektoren. Dies kann durch eine motorische verschiebbare Schablone in der in Figur 2 dargestellten Weise erfolgen. Alternativ kann auch die Blende durch eine entsprechende Verstellung einer unteren und oberen Abgrenzung erfolgen; ebenso ist es denkbar, eine drehbare Blende mit an unterschiedlichen Stellen befindlichen Blendenöffnungen vorzusehen.

Die Figur 8 zeigt eine sog. 'dual-use'-Variante, bei der ein kompletter Intraoral-Sensor 31, wie er in bekannter Weise für Intraoral-Aufnahmen eingesetzt wird, auch zur Erstellung von Transversal-Schichtaufnahmen eingesetzt werden kann. Hierzu ist ein Träger 32 vorgesehen, der, wie der Träger 19 der zuvor beschriebenen Ausführung, im Gehäuse 33 der Zeilendetektorkamera 40 verstellbar angeordnet ist. Der Träger 32 enthält eine Vielzahl von Klemm- oder ähnlichen Halteelementen 34, die es ermöglichen, den Sensor 31 in verschiedenen Positionen zu halten. Die Halteelemente 34 sind hierzu so angeordnet, daß der Sensor 31 wahlweise je nach Aufnahmeart bzw. Aufnahmebereich gehalten werden kann. Am Gehäuse 33 angebrachte Symbol-Markierungen 35 erleichtern die Wahl des Aufnahmebereichs bzw. der Aufnahmeart. Anstelle von Symbolen kann als Markierung auch eine z.B. metrische Skalierung vorgesehen sein. Die Position des eingesetzten Sensors 31 wird durch Positionsmelder 36 erfaßt. Diese können elektromechanische Art (Mikroschalter od.dgl.) oder auch optoelektrische Art (Lichtschranken od.dgl.) sein. Die elektrische Verknüpfung und Steuerung erfolgt ansonsten wie beschrieben.

## Patentansprüche

1. Verfahren zur Erstellung von Röntgenaufnahmen von Körperteilen eines Menschen, insbesondere von Röntgen-Schichtaufnahmen vom Kiefer oder Schädel eines Patienten, bei dem ein von einer Strahlenquelle (3) erzeugtes und durch eine Blendenöffnung (16, 16') einer Primärblende (15) begrenztes Strahlenbündel nach Durchdringung des Aufnahmeobjekts auf eine Detektoranordnung (8) mit mindestens einem Detektor (18, 18') trifft, wobei die strahlungsempfindliche Fläche (Ai) des mindestens einen Detektors (18, 18') eine Teilfläche der zur Objektaufnahme erforderlichen Detektorfläche (Ages.) beträgt, und bei dem die

- Bildaufnahme in mehreren, zeitlich getrennten Abschnitten erfolgt, indem nach einer ersten Teilaufnahme die Detektoranordnung (8) in der Folge entlang der Längsachse und/oder Querachse der Detektorfläche verschoben wird und dabei gleichzeitig synchron dazu die Blendenöffnung (16, 16') der Primärblende (15) entsprechend angepaßt wird.
2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem zur Erzielung mehrerer Transversalschichtaufnahmen die Teilaufnahmen in einer Vorlaufphase und/oder in einer Rücklaufphase einer die Röntgenstrahlenquelle (3) und die Detektoranordnung (8) tragenden Dreheinheit (2) durchgeführt werden.
  3. Verfahren nach Anspruch 2, bei dem eine Verschiebung der Detektoranordnung (8) erst dann erfolgt, wenn die Teilaufnahmen einer Detektorposition für alle gewünschten Schichtaufnahmen durchgeführt worden sind.
  4. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem als Detektor (18, 18') ein nach dem TDI-Verfahren betriebener CCD-Sensor verwendet ist.
  5. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem als Detektor (18, 18') ein Bildaufnehmer verwendet ist, der eine Sequenz von rasch aufeinanderfolgenden Flächenaufnahmen erfaßt und bei dem die zur Bildentstehung notwendige Integration bzw. Summation in einer dem Bildaufnehmer nachgeschalteten Recheneinheit durchgeführt wird.
  6. Verfahren nach Anspruch 5, bei dem als Bildaufnehmer ein CCD-Sensor verwendet ist, der in der Betriebsart "Flächenbilderfassung" (full frame-mode) betrieben wird.
  7. Einrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach einem der vorangegangenen Ansprüche, bei dem die zur Objektaufnahme erforderliche Detektorfläche (Ages.) in n Flächen unterteilt ist, wobei die Teilfläche A dem n-ten Teil der gesamten Detektorfläche (Ages.) entspricht und wobei jede Teilfläche sich aus m-Detektorflächen (Ai) zusammensetzt, wobei m die Anzahl der verwendeten Detektoren repräsentiert.
  8. Einrichtung nach Anspruch 7, bei der eine Detektoranordnung (8) mit mindestens einem Detektor (Fig. 4) in den Abmessungen eines Intraoralsensors verwendet ist.
  9. Einrichtung nach Anspruch 8, bei der die Detektoranordnung nur einen einzigen in einem Rahmen (20) verschiebbar gehaltenen Detektor (18) enthält.
  10. Einrichtung nach Anspruch 8, bei der mehrere, vorzugsweise zwei, beabstandet angeordnete Detektoren (18, 18') vorgesehen sind, wobei der Abstand (a)  $\leq$  dem Maß der ausgeleuchteten Detektorhöhe (h') ist.
  11. Einrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 2, bei der der verwendete Detektor (18) mit einem zweiten Ausleseregister (22, 22') ausgestattet ist und in seiner Integrationsrichtung umschaltbar ausgebildet ist.
  12. Einrichtung nach Anspruch 8, bei der ein Träger (32) mit mehreren Halteelementen (34) zur Halterung des Sensors (3) in verschiedenen Positionen vorhanden ist, und bei der jeder Position Positionsmelder (36) zugeordnet sind, die der Position des eingesetzten Sensors (31) entsprechende Signale an eine Steuereinrichtung (12) geben.
  13. Einrichtung nach Anspruch 12, bei der die einzelnen Positionen zur Halterung des Sensors (31) im Träger (32) durch Markierungen (35) angezeigt sind.
  14. Einrichtung nach Anspruch 7, bei der zusätzliche Detektoren verwendet werden, die strahlerentfernt die in die (n-m)Lücken zwischen den beabstandeten, strahlernäheren Detektoren überlappend platziert werden (Fig. 9, 10), wobei mit der Überlappung sichergestellt ist, daß die auf die Detektorstruktur auftreffende Röntgenstrahlung vollständig von den aktiven, röntgenbilderfassenden Detektorstrukturen erfaßt wird.
  15. Einrichtung nach Anspruch 14, bei der zwei weitere, strahlerentfernte Detektoren verwendet werden, die in Verlängerung der Längsachse jeweils an den Enden der zeilenförmigen Detektoranordnung zusätzlich zu den strahlernäheren Detektoren überlappend angeordnet sind.
  16. Einrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach einem der vorangegangenen Ansprüche, bei dem die Detektoren aus überlappenden Detektorstrukturen bestehen (Fig. 10).
  17. Einrichtung nach einem der Ansprüche 14 bis 16, bei der die Summation bzw. Integration der Teilaufnahmen entsprechend der Detektorebene und der gewünschten Schichtauflösung erfolgt.



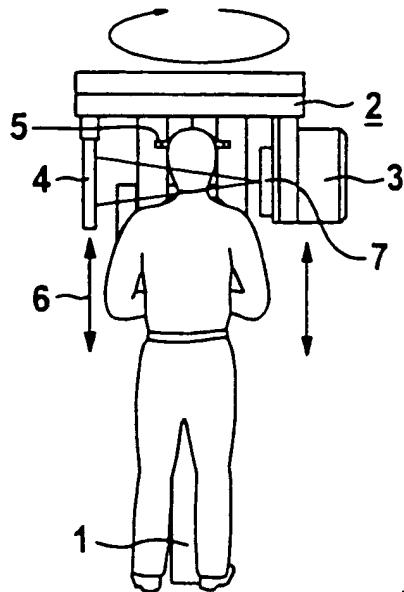
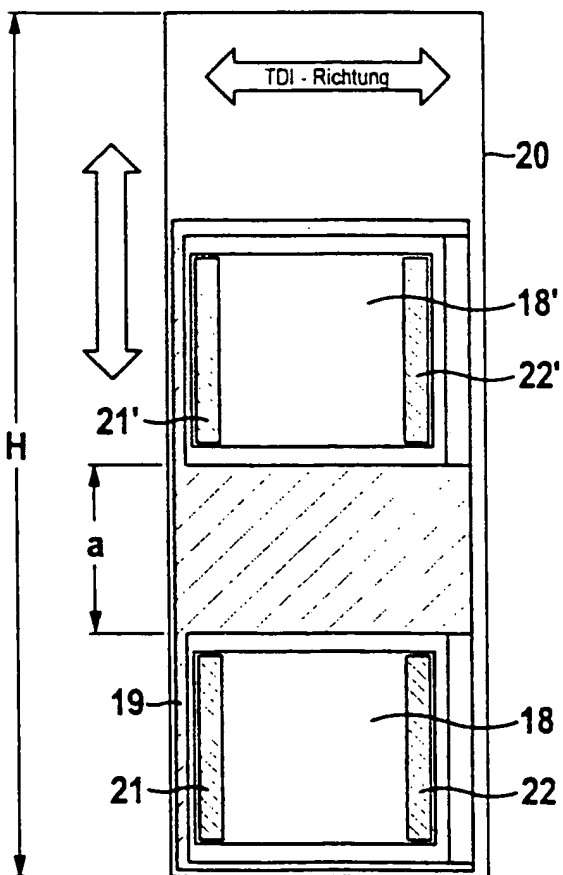


FIG 1



Detector (CCD) - Koordinaten

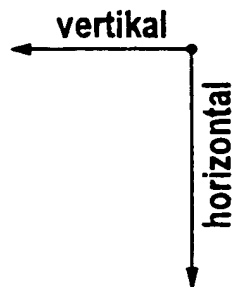
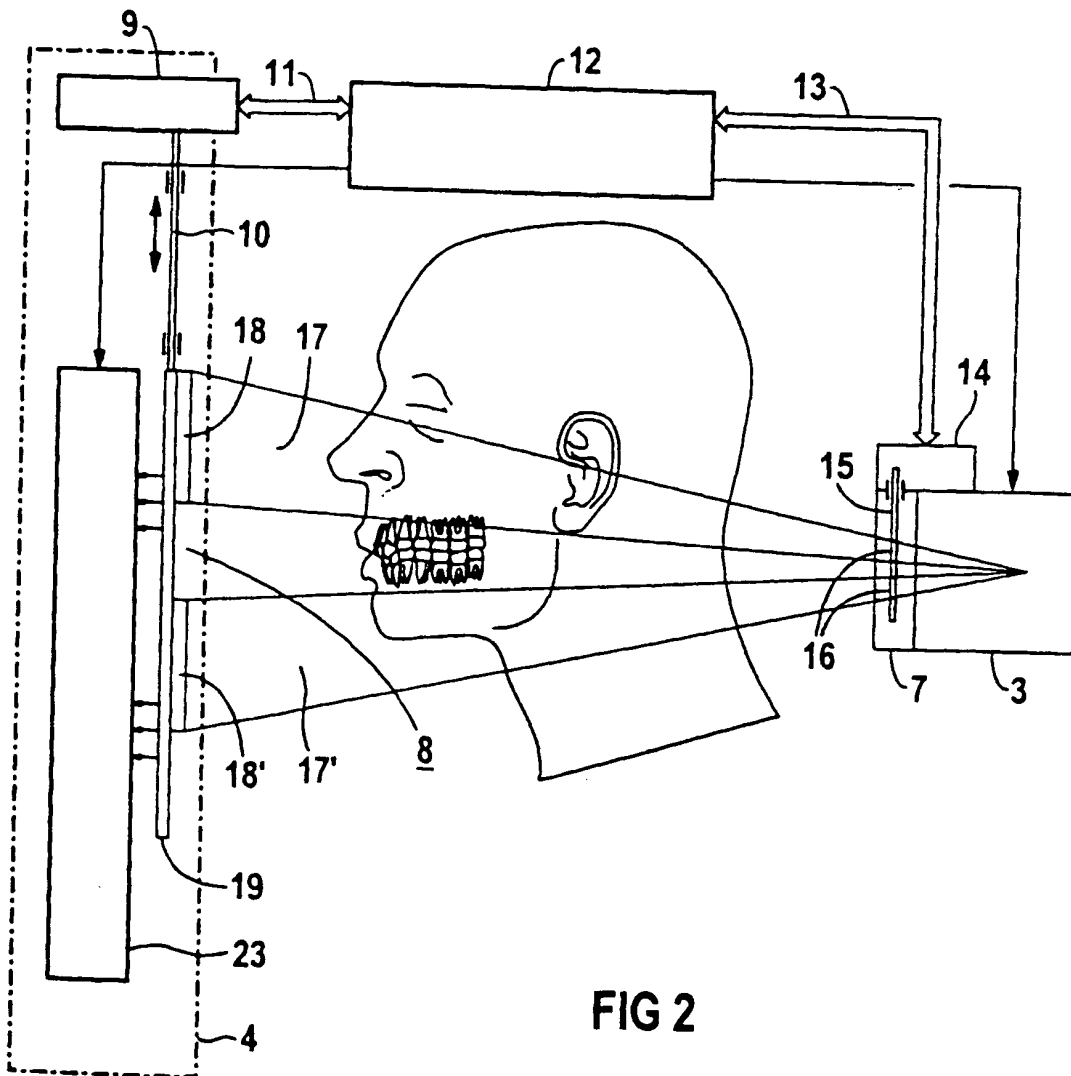


FIG 3



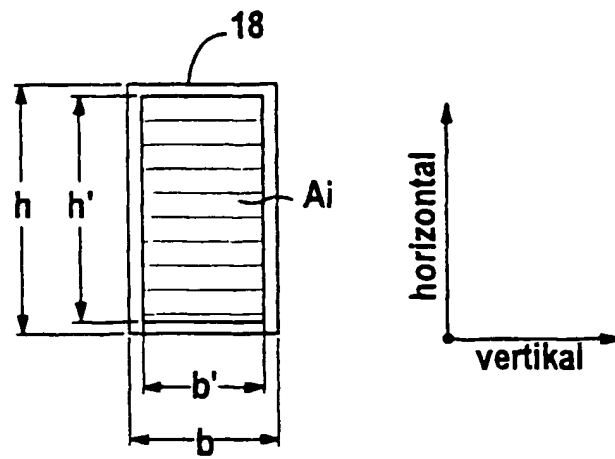


FIG 4

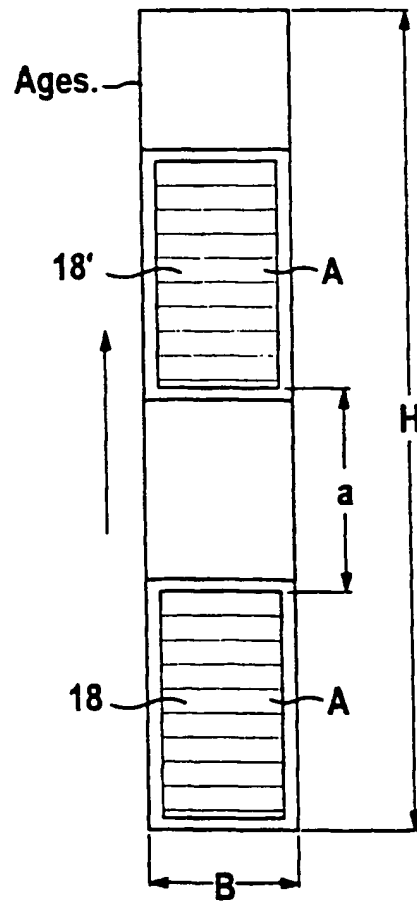
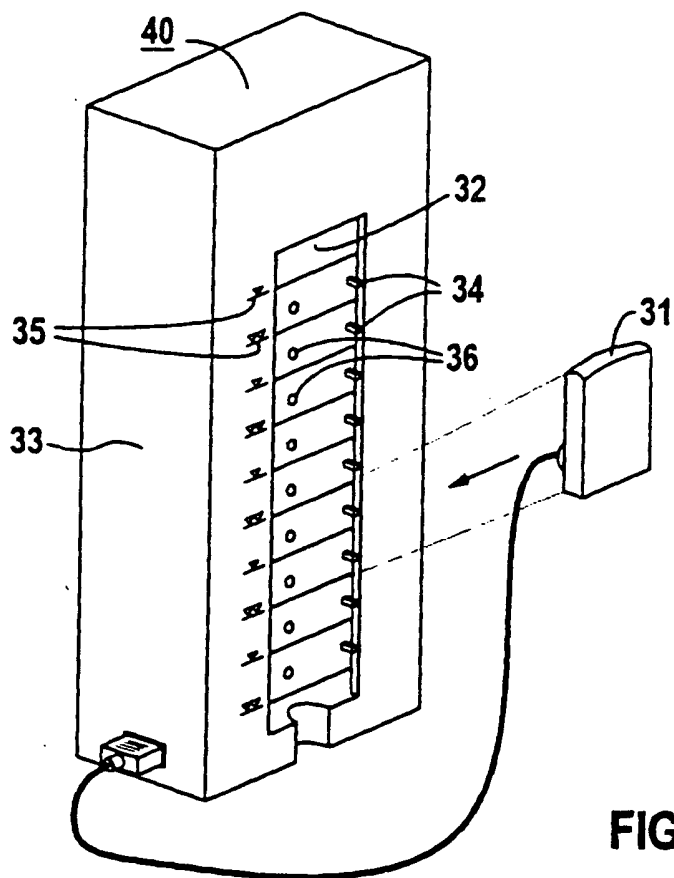
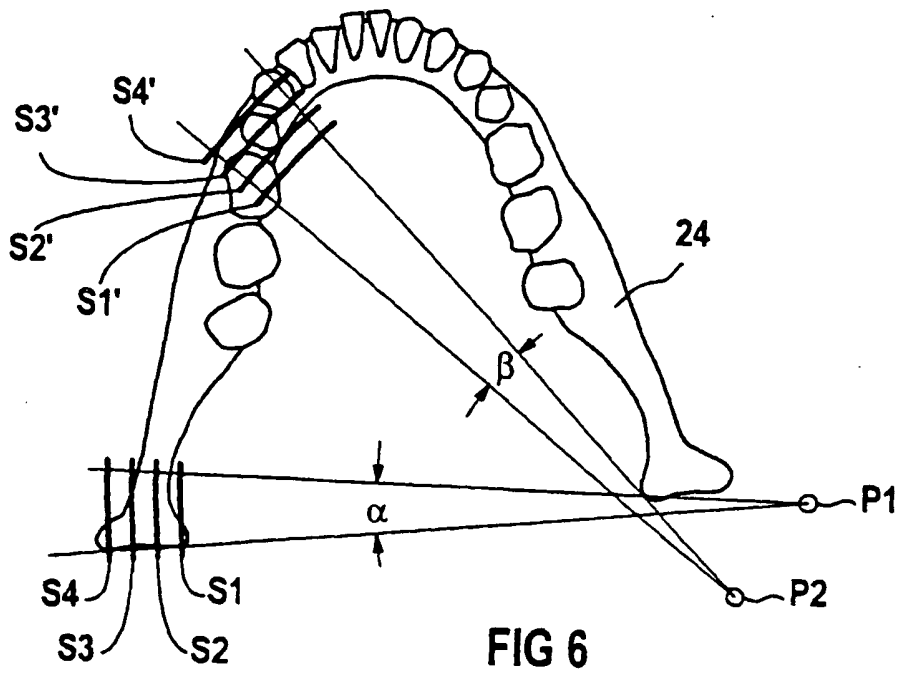


FIG 5



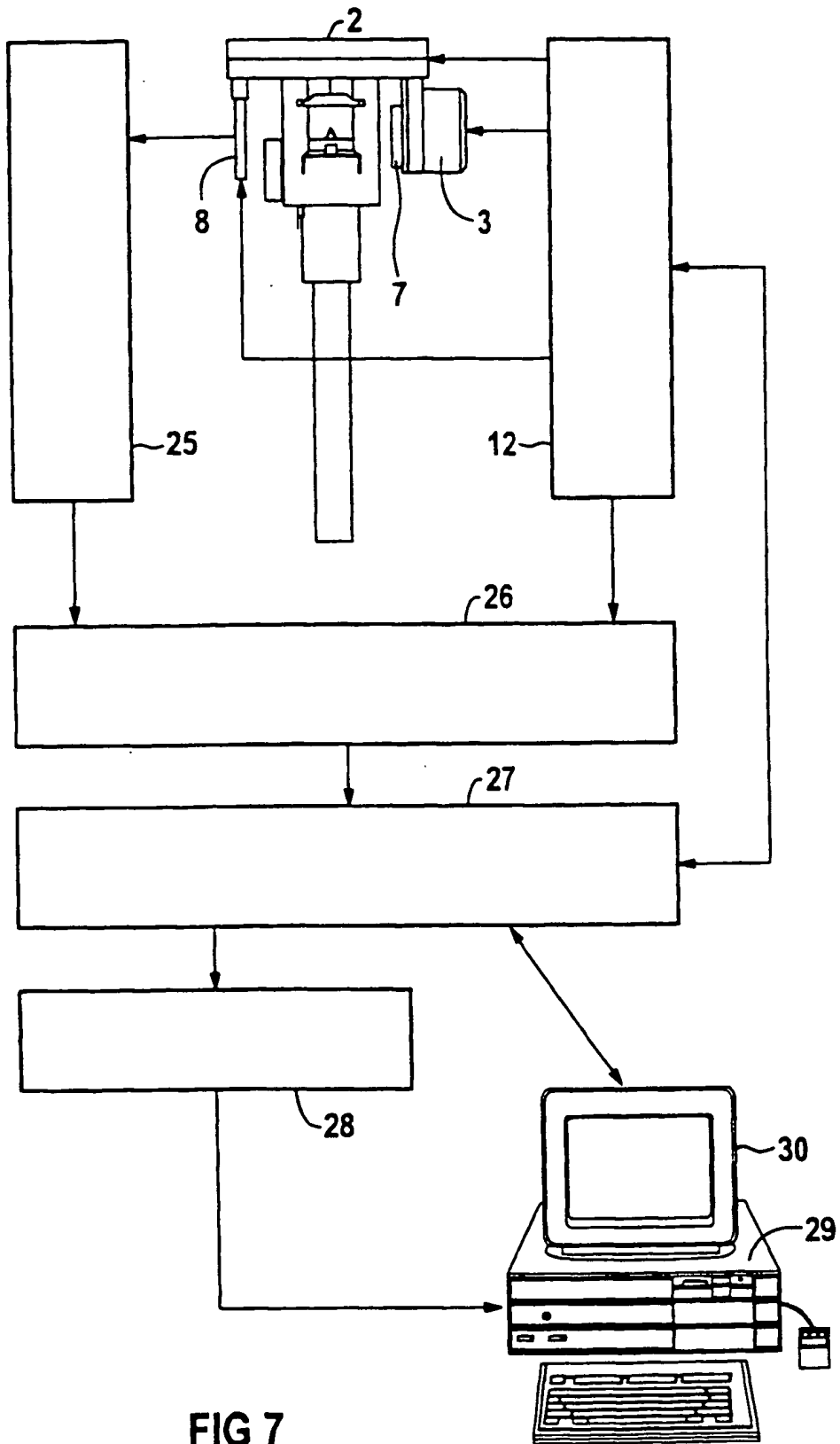


FIG 7

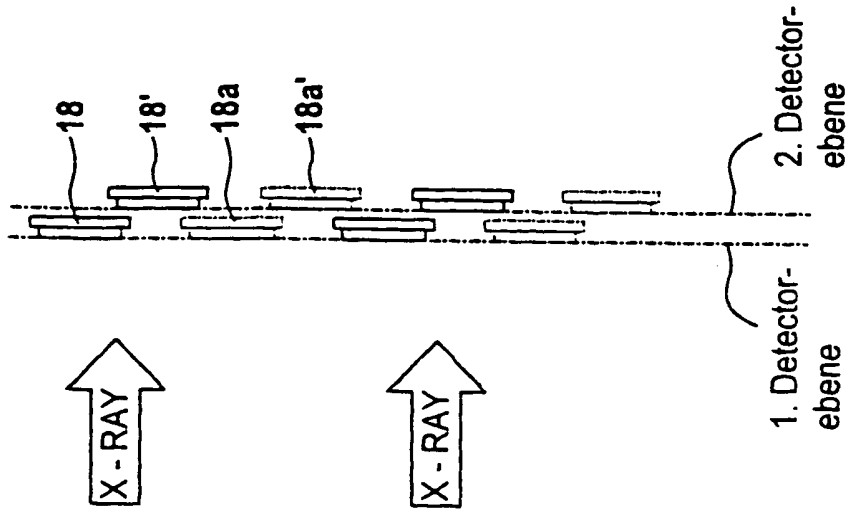


FIG 10

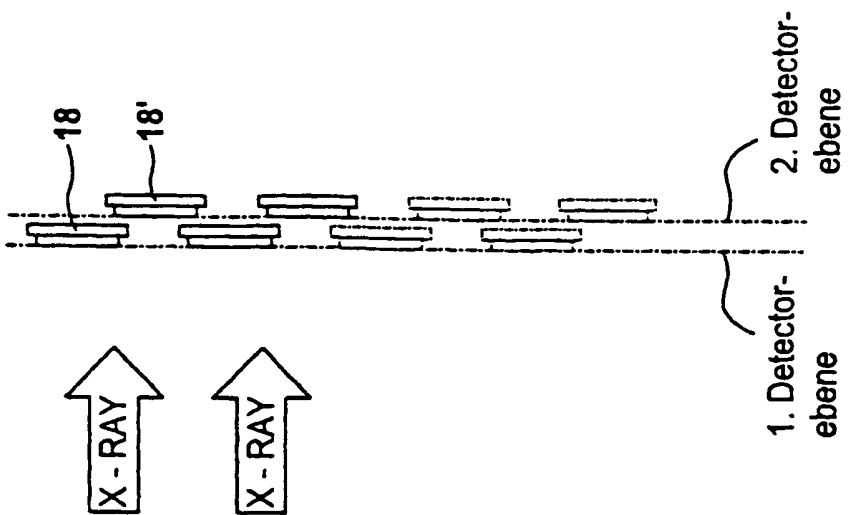


FIG 9

(19)



Europäisches Patentamt

European Patent Office

Office européen des brevets



(11)

**EP 0 858 773 A3**

(12)

## EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(88) Veröffentlichungstag A3:

31.03.1999 Patentblatt 1999/13

(51) Int. Cl.<sup>6</sup>: **A61B 6/14**, A61B 6/06

(43) Veröffentlichungstag A2:

19.08.1998 Patentblatt 1998/34

(21) Anmeldenummer: 98102209.8

(22) Anmeldetag: 09.02.1998

(84) Benannte Vertragsstaaten:

AT BE CH DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU MC  
NL PT SE

Benannte Erstreckungsstaaten:

AL LT LV MK RO SI

• Günther, Werner, Ing.grad.

64625 Bensheim (DE)

• Schulze-Ganzlin, Ulrich, Dipl.-Ing.

64653 Lorsch (DE)

• Döbert, Michael

64653 Lorsch (DE)

(30) Priorität: 17.02.1997 DE 19706102

(71) Anmelder:

Sirona Dental Systems GmbH  
64625 Bensheim (DE)

(74) Vertreter:

Isenbruck, Günter, Dr. et al

Patent- und Rechtsanwälte Bardehle-

Pagenberg-Dost-Altenburg-Geissler-Isenbruck

Theodor-Heuss-Anlage 12

68165 Mannheim (DE)

(72) Erfinder:

• Zeller, Uwe, Dipl.-Ing. (FH)

61267 Neu-Anspach (DE)

### (54) Verfahren und Vorrichtung zur Erstellung von Röntgenaufnahmen von Körperteilen eines Menschen

(57) Es werden ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Erstellung von Röntgen-Schichtaufnahmen vom Kiefer oder Schädel eines Patienten vorgeschlagen, bei dem eine Detektoranordnung (8) mit mindestens einem Detektor (18, 18') vorgesehen ist. Die strahlungsempfindliche Fläche des mindestens einen Detektors (18, 18') beträgt eine Teilfläche der zur Objektaufnahme erforderlichen Detektorfläche. Die Bildaufnahme erfolgt in mehreren, zeitlich getrennten Abschnitten, indem nach einer ersten Teilaufnahme die Detektoranordnung in der Folge entlang der Längsachse und/oder der Querachse der Detektorfläche verschoben wird und dabei gleichzeitig synchron dazu die Blendenöffnung (16, 16') der Primärblende (15) entsprechend angepaßt wird.

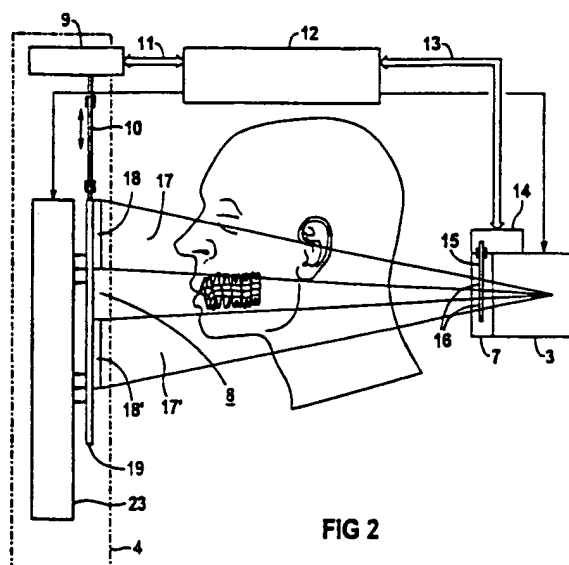


FIG 2



Europäisches  
Patentamt

# EUROPÄISCHER TEILRECHERCHENBERICHT

der nach Regel 45 des Europäischen Patent-  
übereinkommens für das weitere Verfahren als  
europäischer Recherchenbericht gilt

Nummer der Anmeldung

EP 98 10 2209

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.6)
X	US 4 188 537 A (FRANKE KURT) 12. Februar 1980 * Spalte 3, Zeile 20 - Zeile 55; Anspruch 2; Abbildung 2 *	7-9	A61B6/14 A61B6/06
X,D	EP 0 632 994 A (SIEMENS AG) 11. Januar 1995 * Spalte 7, Zeile 21 - Spalte 8, Zeile 8; Ansprüche; Abbildung 8 *	7	
A	EP 0 141 448 A (OPTISCHE IND DE OUDE DELFT NV) 15. Mai 1985 * Seite 3, Zeile 4 - Seite 5, Zeile 15; Anspruch 5; Abbildungen *	7	
A	US 5 600 699 A (SUZUKI MASAKAZU ET AL) 4. Februar 1997 * Spalte 4, Zeile 45 - Spalte 5, Zeile 63; Abbildung 4 *	7	
A	DE 91 03 670 U (TRANSFORMATOREN UND RÖNTGENWERK GMBH) 29. Mai 1991 * das ganze Dokument *	7	RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int.Cl.6) A61B
<b>UNVOLLSTÄNDIGE RECHERCHE</b> <p>Die Recherchenabteilung ist der Auffassung, daß ein oder mehrere Ansprüche, den Vorschriften des EPÜ in einem solchen Umfang nicht entspricht bzw. entsprechen, daß sinnvolle Ermittlungen über den Stand der Technik für diese Ansprüche nicht, bzw. nur teilweise, möglich sind.</p> <p><b>Vollständig recherchierte Patentansprüche:</b> 7-15</p> <p><b>Unvollständig recherchierte Patentansprüche:</b></p> <p><b>Nicht recherchierte Patentansprüche:</b> 1-6</p> <p>Grund für die Beschränkung der Recherche: Artikel 52 (4) EPÜ - Verfahren zur chirurgischen Behandlung des menschlichen oder tierischen Körpers</p>			
<b>Recherchenort</b> DEN HAAG		<b>Abschlußdatum der Recherche</b> 1. Februar 1999	<b>Prüfer</b> Manshot, J
<b>KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTEN</b> X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : nichtschriftliche Offenbarung P : Zwischenliteratur		<b>T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze</b> <b>E : Altes Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist</b> <b>D : in der Anmeldung angeführtes Dokument</b> <b>L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument</b> & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	



**ANHANG ZUM EUROPÄISCHEN RECHERCHENBERICHT  
 ÜBER DIE EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG NR.**

EP 98 10 2209

In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten europäischen Recherchenbericht angeführten Patentedokumente angegeben.

Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am  
 Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

01-02-1999

Im Recherchenbericht angeführtes Patentedokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 4188537    A	12-02-1980	DE 2646638 A	20-04-1978
		FR 2367478 A	12-05-1978
		GB 1583396 A	28-01-1981
EP 0632994    A	11-01-1995	EP 0632995 A	11-01-1995
		JP 7143981 A	06-06-1995
		US 5511106 A	23-04-1996
EP 0141448    A	15-05-1985	NL 8303156 A	01-04-1985
		CA 1234430 A	22-03-1988
		DE 3471871 A	14-07-1988
		JP 1801951 C	26-11-1993
		JP 5007019 B	27-01-1993
		JP 60090538 A	21-05-1985
		US 5008915 A	16-04-1991
		US 4803714 A	07-02-1989
		US 5164977 A	17-11-1992
US 5600699    A	04-02-1997	JP 8215191 A	27-08-1996
DE 9103670    U	29-05-1991	KEINE	

EPO FORM P0481



## EP 0 858,773 A2

1. Process for preparing x-ray images of body parts of a human, particularly x-ray sectional images of the jaw or skull of a patient, in which a beam bundle produced by a radiation source (3) and limited by a diaphragm opening (16,16') of a primary diaphragm (15), after penetration of the object to be imaged, impinges on a detector arrangement (8) with at least one detector (18,18'), whereby the radiation-sensitive surface ( $A_i$ ) of at least one detector (18, 18') amounts to a surface part of the detector surface ( $A_{total}$ ) required for imaging the object, and in which the imaging is produced in several time-separated segments, by shifting detector arrangement (8) after imaging the first part in a sequence along the longitudinal axis and or transverse axis to the detector surface, and the diaphragm opening (16,16') of the primary diaphragm (15) is adapted corresponding to this, simultaneously and synchronously.
7. Device for conducting the process according to one of the preceding claims, in which the detector surface ( $A_{total}$ ) required for the object imaging is subdivided into  $n$  surfaces, whereby the surface part  $A$  corresponds to the  $n^{th}$  part of the total detector surface ( $A_{total}$ ) and whereby each surface part is comprised of  $m$  detector surfaces ( $A_i$ ), whereby  $m$  represents the number of detectors used.

